

PROPRIÉTÉS OPTIQUES DU SÉRUM SANGUIN NORMAL ET PATHOLOGIQUE

Travail du Laboratoire d'Hydrologie
et de Chimie Analytique

THÈSE

présentée et publiquement soutenue devant la Faculté de Médecine Générale
et Coloniale et de Pharmacie de Marseille

Le 10 Février 1940

PAR

JEAN STEPHANOPOLI DE COMNÈNE

Né le 16 Avril 1912, à Ajaccio

Interne des Hôpitaux. — Lauréat de la Faculté

Diplômé de Médecine Coloniale

POUR OBTENIR LE GRADE DE DOCTEUR EN MEDECINE

Examinateurs de la Thèse	{	MM. les Professeurs :	{	
		RIMATTEI, <i>Président</i>		Assesseurs
		ROMIEU		
		Ch. MATTEI		
		ARNOUX		

MARSEILLE

IMPRIMERIE DE LA SOCIÉTÉ DU « PETIT MARSEILLAIS »
19, Cours du Vieux-Port, 19

1940

PROPRIÉTÉS OPTIQUES
DU SÉRUM SANGUIN NORMAL ET PATHOLOGIQUE



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41548219_0084

FACULTÉ MIXTE
DE
MÉDECINE GÉNÉRALE ET COLONIALE ET DE PHARMACIE
DE MARSEILLE N°

PROPRIÉTÉS OPTIQUES DU SÉRUM SANGUIN NORMAL ET PATHOLOGIQUE

Travail du Laboratoire d'Hydrologie
et de Chimie Analytique

THÈSE

présentée et publiquement soutenue devant la Faculté de Médecine Générale
et Coloniale et de Pharmacie de Marseille

Le 10 Février 1940

PAR

JEAN STEPHANOPOLI DE COMNÈNE

Né le 16 Avril 1912, à Ajaccio

Interne des Hôpitaux. — Lauréat de la Faculté

Diplômé de Médecine Coloniale

POUR OBTENIR LE GRADE DE DOCTEUR EN MEDECINE

Examineurs de la Thèse	{	MM. les Professeurs :
		RIMATTEI, <i>Président</i>
		ROMIEU
		Ch. MATTEI } <i>Assesseurs</i>
		ARNOUX

MARSEILLE

IMPRIMERIE DE LA SOCIÉTÉ DU « PETIT MARSEILLAIS »
19, Cours du Vieux-Port, 19

1940

PERSONNEL DE LA FACULTÉ MIXTE DE MÉDECINE GÉNÉRALE ET COLONIALE ET DE PHARMACIE DE MARSEILLE

Doyen : Lucien CORNIL

Assesseur : A. CHEVALLIER

Doyen honoraire : L. IMBERT

Professeurs honoraires : MOITESSIER, CASSOUTE

Chargés de Cours honoraires : TIAN, BRUN

Secrétaire : J. COMTE

Bibliothécaire : M^{lle} GEORGE

Professeurs

Anatomie	MM. CORSY
Anatomie pathologique et Pathologie expérimentale ..	CORNIL
Bactériologie	ROUSLACROIX
Chimie analytique et hydrologie	RIMATTEI
Chimie médicale	ROCHE
Clinique chirurgicale	FIOLLE
Clinique chirurgicale	BOURDE
Clinique exotique	HECKENROTH
Clinique des maladies nerveuses	ROGER
Clinique médicale	AUDIBERT
Clinique médicale	OLMER
Clinique médicale	MATTEI
Clinique médicale infantile	GIRAUD
Clinique obstétricale	VAYSSIÈRE
Clinique ophtalmologique	AUBARET
Clinique Oto-Rhino-Laryngologique	BREMOND
Clinique urologique	CHAUVIN
Histoire naturelle	GABRIEL
Histologie	ROMIEU
Hygiène générale et coloniale	VIOLE
Médecine légale	MOSINGER
Parasitologie	JOYEUX
Pathologie interne	MONGES
Pharmacodynamie et Matière médicale	F. MERCIER
Pharmacie	VIGNOLI
Physiologie	COTTE
Physique	CHEVALLIER
Thérapeutique	GAUJOUX
Stomatologie (Professeur sans chaire)	BELTRAMI
Physiologie (Professeur sans chaire)	MALMEJAC

Chargé de Cours

Clinique dermatologique	M. VIGNE
-------------------------------	----------

Agrégés en exercice

MM. JAYLE, MOIROUD, CARCASSONNE, BERTHIER, POINSO, DUBOULOZ
SAUTET, BALANSARD, BRAHIC, FIGARELLA, SALMON, ARNOUX
DELPHAUT, PAILLAS, IMBERT, AUDIER, CHOSSON, DOR, RECORDIER

Agrégés libres

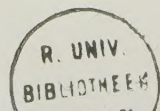
MM. PIERI, QUINTARET

Chargé des fonctions d'agrégé

Chimie médicale	M. DERRIEN
-----------------------	------------

Chargés de Cours complémentaires

Anatomie descriptive et topographique	MM. SALMON
Chimie minérale	ARNOUX
Médecine du travail	PERIOT
Médecine opératoire	DOR
Obstétrique	CHOSSON
Pharmacodynamie aux Pharmaciens	DELPHAUT
Psychiatrie	ALLIEZ
Toxicologie	GUILLOT



A LA MEMOIRE DE MA MERE

Elle éclaire et dirige mon travail.

A MON PERE

*Ce n'est qu'un bien faible témoignage
de ma reconnaissance et de mon amour
filial infinis.*

A MA TANTE

MADemoiselle ANGÈLE BENEDETTI

A MON FRÈRE

L'ABBÉ FRANÇOIS-XAVIER STEPHANOPOLI DE COMNENE

A MON FRÈRE MICHEL

En unité d'esprit.

A MES SŒURS

A TOUS LES MIENS

A MONSIEUR MATTEI-LOTA

A MES MAITRES DE LA FACULTE DE MEDECINE

MONSIEUR LE PROFESSEUR CH. MATTEI

MONSIEUR LE PROFESSEUR F. RIMATTEI

MONSIEUR LE PROFESSEUR ROMIEU

MONSIEUR LE PROFESSEUR AGRÉGÉ ARNOUX

A MES MAITRES DES HOPITAUX

MONSIEUR LE DOCTEUR MICHEL

MONSIEUR LE PROFESSEUR ROUSLACROIX

MONSIEUR LE DOCTEUR CH. DE LUNA

MONSIEUR LE PROFESSEUR AUDIBERT

*Dont j'ai eu l'honneur d'être l'ex-
terne.*

MONSIEUR LE DOCTEUR FERNAND PETIT

MONSIEUR LE DOCTEUR MICHEL

MONSIEUR LE PROFESSEUR AGRÉGÉ J. DOR

MONSIEUR LE DOCTEUR CAMBON

MONSIEUR LE PROFESSEUR GIRAUD

MONSIEUR LE PROFESSEUR CASSOUTE

*Dont j'ai eu l'honneur d'être l'in-
terne.*

MONSIEUR LE PROFESSEUR D. OLMER

MONSIEUR LE PROFESSEUR AGRÉGÉ J. PIERI

Dont j'ai l'honneur d'être l'interne.

AUX AINÉS QUI M'ONT PRÉPARÉ AUX CONCOURS

LE DOCTEUR CH. VOIRIN

LE MÉDECIN-CAPITAINE GUIDONI

LE DOCTEUR HENRI MONGES

A MES CAMARADES D'INTERNAT

AU DOCTEUR JEAN GRISOLI

Interne des Hôpitaux

AU DOCTEUR MATHIEU SANTINI

Au moment de présenter ce travail, c'est pour moi une joie très vive d'exprimer ma profonde et respectueuse reconnaissance, mon attachement affectueux à mes Maîtres, MONSIEUR LE PROFESSEUR CH. MATTEI, Professeur de Clinique Médicale et MONSIEUR LE PROFESSEUR F. RIMATTEI, Professeur d'hydrologie et de chimie analytique, qui m'en ont inspiré le sujet.

Leur collaboration, pour ce qu'ils ont appelé « *le repérage physico-chimique des sérums* », date de longtemps, et cette thèse, entièrement élaborée dans le laboratoire du PROFESSEUR RIMATTEI, n'en représente qu'un petit chapitre, surtout biologique.

INTRODUCTION

Depuis fort longtemps l'étude des propriétés physico-chimiques du sérum sanguin de l'homme et des animaux a été utilisée pour mettre en évidence les propriétés structurales de ce sérum. D'un point de vue plus utilitaire, les mesures physico-chimiques ont permis de caractériser certains sérums, notamment des sérums humains et pathologiques, en constituant ce que nos maîtres ont appelé le repérage physico-chimique de sérums, c'est-à-dire d'établir une relation entre la valeur d'une certaine grandeur physique ou chimique liée au sérum avec l'état de santé ou de maladie de l'homme ou de l'animal qui a fourni le sérum.

L'expérience a montré cependant (applications des mesures de conductivité électrique, repérage des sérums humains normaux ou pathologiques), qu'il ne suffit pas généralement de mesurer une propriété physique ou chimique du sérum pur étudié, mais qu'il y a intérêt à faire sur ce sérum pur, soit des mesures simultanées (mesures optiques, mesures électriques, mesures des propriétés moléculaires, etc.), soit à se contenter d'une seule mesure physique ou chimique, mais en faisant agir sur le sérum un agent capable d'en modifier les propriétés et à enregistrer les variations ainsi obtenues par la mesure de la propriété physique ou chimique (mesures de Cluzet et de ses élèves).

Un procédé très simple consiste à faire agir sur le sérum un agent susceptible d'être reproduit dans des conditions toujours identiques : l'eau pure, corps que nous préparons dans un grand état de pureté, pureté testée par des mesures très précises de conductivité électrique.

Notre travail a pour but de mesurer certaines propriétés optiques des sérums sanguins de porc, de cheval et celles du sérum humain normal et pathologique quand on fait agir sur ce sérum le réactif eau pure.

Dans le choix des mesures optiques à effectuer, nous avons été guidés par les idées suivantes déjà appliquées par un certain

nombre de chercheurs (Lecomte du Noüy, Jonnard) et développées par les travaux de notre Maître et de ses élèves Arnoux et Blanchéri.

On imagine (en première approximation et, en somme, hypothèse de travail relative à la structure du sérum) :

1° Que le sérum est constitué en gros par une solution de chlorure de sodium et autres corps moléculairement dispersés, dans lequel existent des corps transparents, des protéines (molécules, agrégats de molécules ou micelles colloïdales) dont les dimensions et les indices, par rapport au milieu extérieur, sont tels qu'il se produit un phénomène de diffraction dont l'intensité est bien supérieure à l'intensité de la lumière diffusée par les liquides purs, benzine, par exemple, optiquement propres (1).

2° Que les mesures d'indices de réfraction, réfractométrie et interférométrie, semblent donner la possibilité d'évaluer au moins approximativement la quantité de protéines existant dans le sérum.

Or, on sait que, pour certains milieux troubles (travaux de Cheneveau et Audubert), la quantité de lumière diffusée varie en fonction de la masse totale des corps diffusants.

Nous avons donc fait des mesures d'indices qui nous permettent de voir si la loi des mélanges s'applique au sérum sanguin dilué par l'eau pure, et, en cas de non-application, de suspecter une modification de structure produite par la dilution correspondante. Les mesures de la dispersion que nous avons pratiquées également peuvent aussi fournir des renseignements intéressants. Mais, pour nous, la mesure des indices constitue surtout une pesée optique des éléments diffusants, et c'est la mesure de la diffusion de la lumière qui reste l'objet principal de notre étude.

Le phénomène de la diffusion de la lumière est un phénomène très important et très difficile à étudier et à interpréter. Il fournit l'explication du bleu du ciel, celle de l'opalescence critique et intervient souvent en astro-physique. L'ultra-microscope en est une des applications les plus modernes.

Parmi les savants qui se sont occupés des différents milieux troubles, lord Rayleigh est un des premiers à avoir apporté à ce

(1) Corps nettoyés optiquement par distillation lente dans le vide ou filtration sur cône d'Alundum.

sujet une contribution mathématique considérable et, dans les mémoires relatifs à la diffusion de la lumière par le sérum, on applique encore aujourd'hui les formules de lord Rayleigh, bien que les propriétés du milieu trouble constitué par le sérum soient très différentes de celles du milieu trouble idéal, milieu formé de particules sphériques, transparentes, homogènes et isotropes, de diamètre petit par rapport à la longueur d'onde de la lumière incidente, distribuées au hasard dans le milieu, et telles que les intensités émises par chaque particule s'ajoutent pour constituer la lumière diffusante (les lumières diffusées par chaque particule n'interfèrent pas entre elles). Quoi qu'il en soit, sans entrer dans les détails des mémoires de lord Rayleigh ni de ses successeurs (on trouvera dans le beau livre du Professeur Jean Cabannes : « la diffusion moléculaire de la lumière », tous les renseignements désirables), il faut rappeler que le phénomène de la diffusion de la lumière fait intervenir notamment les propriétés suivantes :

1° Le rapport de la quantité de lumière qui tombe sur le milieu à la quantité de lumière diffusée émise dans une direction déterminée, rapport qui varie avec l'angle que fait la direction de la lumière incidente, supposée parallèle, avec la direction de la lumière diffusée ;

2° La dépolarisation de cette lumière : Si le faisceau incident est constitué par la lumière naturelle, la lumière diffusée est polarisée rectilignement et sa polarisation est généralement partielle. Pour un milieu trouble idéal, elle est totale à 90° des rayons incidents. Pour un liquide pur, benzine par exemple, elle est de l'ordre de quelques centièmes, c'est-à-dire presque entièrement polarisée dans un plan contenant le rayon diffusé et le rayon incident. Cabannes a montré le premier, dans le cas de la diffusion moléculaire, la relation qui existait entre l'anisotropie de la molécule et la dépolarisation de la lumière diffusée par elle.

Mais dans le cas des milieux troubles constitués par des particules dont les dimensions ne sont plus petites par rapport à la longueur d'onde, et dont l'indice est très supérieur à celui du milieu environnant, la dépolarisation dépend non seulement de la forme, mais de la taille des particules.

Enfin, il faut insister sur ce point : dans l'interprétation des mesures de diffusion optique par le sérum sanguin, il ne faut pas oublier que l'intensité de la lumière diffusée par un volume cons-

tant de ce sérum n'est pas donnée par la somme des intensités lumineuses diffusées par les divers éléments diffusants de ce volume. Vraisemblablement, la quantité de lumière diffusée est une fonction très compliquée du nombre, de la forme et du volume des particules.

Il est évidemment possible de considérer d'abord, pour simplifier l'interprétation des phénomènes, le sérum comme un milieu trouble où la lumière diffusée par un certain nombre de particules est la somme des intensités diffusées séparément par chacune de ces particules.

Mais avant de tirer des conclusions formelles, il faudra établir expérimentalement que cette hypothèse n'est pas trop éloignée de la réalité. Par exemple, dans notre étude de l'action de l'eau pure sur les propriétés optiques du sérum, l'hypothèse simplificatrice sera à peu près justifiée si la quantité de lumière diffusée pour un volume donné de solution, un faisceau incident donné, etc., est en raison inverse de la concentration.

Enfin, la diffusion de la lumière a pour complément une absorption ; en supposant que la lumière qui pénètre dans le milieu trouble ne soit pas partiellement transformée en chaleur (absorption pure), l'absorption lumineuse dans le milieu trouble est exactement complémentaire de la diffusion, et il existe une relation calculable entre le coefficient d'absorption et de diffusion.

Dans ce cas, l'étude de l'absorption (généralement plus facile à réaliser que celle de la diffusion) renseigne sur le phénomène de la diffusion ; dans le cas général (cas du sérum), le milieu trouble a une couleur, il y a une absorption pure.

Il sera avantageux d'employer une lumière pour laquelle le corps diffusant est parfaitement transparent. C'est ce que nous avons essayé de faire dans notre travail.

En résumé, dans ce rapide examen des propriétés optiques des milieux troubles, nous trouvons la raison de l'emploi simultané sur ce milieu trouble particulier qu'est ce sérum, des mesures d'indices, de lumière diffusée dans une direction déterminée (45°), de dépolarisation dans la même direction et des mesures d'absorption. Bien que, dans nos expériences, la variable fondamentale soit la dilution du sérum, nous avons néanmoins fait varier autant que notre dispositif expérimental (néphélémètre de Pulfrich) le per

mettait, un certain nombre de facteurs déterminant l'intensité de la lumière diffusée : longueur d'onde de la lumière approximativement monochromatique, température... c'est par la confrontation des résultats obtenus que nous avons essayé d'apporter une contribution modeste, à la fois à l'utilisation des mesures optiques pour le repérage des sérums humains normaux et pathologiques et enfin à la question si controversée de la structure même du sérum.

Notre travail comprend essentiellement deux chapitres :

Le premier est celui où nous exposerons nos méthodes de mesures ;

Le deuxième, celui où nous ferons connaître nos résultats et les conclusions que nous avons pu en tirer.

A la fin de cet exposé, c'est un agréable devoir pour nous de remercier M^{lle} Grimaud, assistante du professeur F. Rimattei, qui nous a fait profiter de son expérience technique, et le docteur Roussel, qui a bien voulu nous fournir les échantillons (Hémostyl, Suiseryl) nécessaires à nos recherches.

METHODES DE MESURE

Nous allons, dans ce chapitre purement technique, indiquer sommairement avec quels appareils et dans quelles conditions nous avons fait nos mesures.

I. — Mesures de l'absorption lumineuse du sérum

Elles ont été réalisées avec le photomètre de Pulfrich, muni de ses filtres spectraux et des vases d'examen (cuves de 10 mm. et de 30 mm.).

Nos mesures ont été faites en position horizontale, le photomètre et sa lampe étant fixés sur un banc d'optique, disposition très pratique puisque pour la mesure de diffusion, nous pouvions, par simple translation, déplacer la lampe du photomètre et la remplacer par l'appareil de mesure du trouble.

a) MONTAGE DE L'APPAREIL.

1° *La lampe du photomètre.* — C'est une lampe à incandescence alimentée sur le secteur à 110 volts par l'intermédiaire d'un transformateur. Un temps préparatoire important consiste dans le réglage de cette lampe. Lorsque celui-ci est correctement fait, les glaces dépolies ayant été interposées sur les faisceaux lumineux, les champs sont uniformément éclairés, les tambours étant amenés à 100 (pleine ouverture) et le filtre foncé S 53 en principe, interposé.

2° *Les filtres spectraux.* — Nous disposons de 9 filtres spectraux correspondant aux longueurs d'ondes moyennes suivantes :

$$\begin{aligned} F_1 &= 4.300, & F_2 &= 4.700, & F_3 &= 5.000, & F_4 &= 5.300, \\ F_5 &= 5.700, & F_6 &= 6.100, & F_7 &= 6.600, & F_8 &= 7.200, \\ F_9 &= 7.500 & A^\circ &(\text{Angström}, A^\circ). \end{aligned}$$

3° *Les cuves.* — Nous avons utilisé, pour le sérum pur, la cuve de 10 mm., pour les dilutions, celle de 30 mm. Les supports de ces cuves s'emboîtent dans les ouvertures du photomètre.

b) TECHNIQUE DE LA MESURE.

Nous plaçons, sur le faisceau issu de l'ouverture gauche de la lampe, la cuve contenant le sérum ou ses dilutions ; à droite, dans une cuve identique de l'eau parfaitement pure, celle qui nous sert de réactif. Puis, nous faisons la mesure pour chacun des filtres indiqués plus haut, le tambour de gauche étant amené à 100. Le tambour de droite nous donne directement sur son échelle rouge le coefficient d'extinction du sérum examiné.

II. — Mesure de la diffusion du sérum

Elle nécessite le photomètre de Pulfrich proprement dit et un appareil ayant la forme d'un tambour plat dont les pièces essentielles sont : une chambre à eau cylindrique dans laquelle la cuve contenant le sérum est placée, et une lampe à incandescence. Il faut aussi des tubes de raccords, un jeu de filtres spectraux un peu différent du précédent, et des vases d'examen.

a) MONTAGE DE L'APPAREIL.

1° *La lampe à incandescence.* — Elle est identique à celle qui nous a servi pour les mesures d'absorption. Le réglage, cette fois, est plus simple que pour l'absorption.

2° *La chambre à eau.* — La lumière la traverse sous forme d'un faisceau de rayons parallèles. Sa paroi est munie de deux lentilles. Le faisceau éclairant entre par l'une d'elles ; par l'autre, le faisceau diffusé (faisant un angle de 45° avec le faisceau incident), sort de la chambre à eau pour pénétrer dans l'ouverture gauche du photomètre. L'autre ouverture recevant un faisceau lumineux étalon. Cette lumière étalon provient de la lampe à incandescence après réflexion sur une plaque de verre placée à l'extérieur de la chambre à eau et traverse dans nos mesures la lame de verre dépolie n° 4.

Ainsi sont éliminées les variations possibles de l'intensité lumineuse de la lampe.

3° *Les filtres spectraux.* — Nous avons utilisé les 3 filtres clairs de longueurs d'ondes moyennes : $F_{12} = 4.700$, $F_{11} = 5.300$ et $F_{10} = 6.100 \text{ Å}$ et les 5 premiers filtres foncés déjà cités : F_1 , F_2 , F_3 , F_4 , F_5 .

4° *Les cuves.* — Nous avons employé pour le sérum la cuve plane de 2 mm 5. Pour les dilutions, la cuve cylindrique de 26 mm.

b) TECHNIQUE DE LA MESURE.

Nous plaçons la cuve avec son support dans la chambre à eau, nous ouvrons un tambour à 100 et nous recherchons l'égalité d'éclairement des deux plages du photomètre en utilisant l'autre tambour qui fait connaître la valeur du trouble relatif. Ces lectures sont recommencées cinq fois pour chacun des filtres mentionnés.

Pour la mesure du trouble absolu, il faut, de plus, mesurer l'éclairement étalon au moyen d'un corps de verre dont on connaît le trouble absolu pour une longueur d'onde déterminée (longueur d'onde 5.300, trouble absolu : 0,024).

c) PRÉCISION DES MESURES.

L'appareil de Pulfrich employé est un appareil commode et il n'est pas nécessaire d'un grand apprentissage pour faire des mesures correctes. Mais la sensibilité de l'œil n'est pas la même pour toutes les longueurs d'ondes (ainsi une égalité rigoureuse des plages dans le violet est difficile à obtenir), d'autre part, pour une longue série de mesures, la fatigue de l'œil entre en jeu, si bien que la précision de cet appareil est surtout déterminée par l'ordre de grandeur de la densité optique à mesurer et par la longueur d'onde moyenne du filtre utilisé, s'il s'agit d'absorption. Dans le cas des mesures de diffusion, c'est la brillance du faisceau diffusé qui intervient et doit être comprise entre certaines limites. Quoiqu'il en soit, la précision moyenne de nos expériences est de 5 %.

III. — Mesures de l'indice de réfraction

a) DESCRIPTION — PRINCIPE.

Nous avons utilisé le réfractomètre de Féry. Il comprend une cuve qui renferme le liquide à étudier : c'est un prisme à angle convenable creusé dans un parallélépipède.

Les parois du prisme creux, elles-mêmes, sont prismatiques.

Cette cuve est montée dans une garniture métallique percée de deux fentes horizontales : l'inférieure correspondant au pas-

sage de la lumière dans le verre uniquement, la supérieure au liquide à étudier. Ce prisme à liquide peut se déplacer à l'intérieur d'une deuxième cuve dont les faces sont formées par des lentilles convexes. Ces lentilles se comportent comme des prismes à angle variable, la mesure constituant à annuler la déviation produite par le liquide à étudier, par celle opposée, que fournissent les lentilles. Le déplacement de la cuve repéré sur une graduation munie d'un vernier permet de déterminer l'indice par simple lecture.

b) TECHNIQUE DE LA MESURE.

La cuve centrale étant en place, la cuve extérieure pleine d'eau, on fait marquer au vernier l'indice du verre pour la lumière jaune du sodium ; on met au point le réticule (croix de Saint-André) de l'oculaire et celui vertical du collimateur, puis on amène ce réticule vertical à passer par le centre de la croix. Le réglage est terminé.

Nous chauffons légèrement ensuite l'eau de la cuve de façon que le liquide à étudier soit maintenu par le thermosiphon à température constante de 20° , et nous faisons des lectures en déplaçant seulement la cuve à l'aide d'une vis, ceci pour les lumières, jaune du sodium, jaune, verte et indigo de l'arc à vapeur de mercure, enfin pour la lumière rouge du lithium. Chaque fois nous amenons le réticule vertical à passer par le centre de la croix. Un étalonnage préalable de l'instrument fait connaître les indices vrais en fonction des longueurs d'ondes utilisées. Nous pouvons ainsi avoir très rapidement la courbe de dispersion du liquide étudié.

c) PRÉCISION.

La précision est de l'ordre d'une unité de la quatrième décimale.

IV. — Mesure de la dépolarisation

a) PRINCIPE — DESCRIPTION.

Nous avons utilisé le photopolarimètre de Cornu. Il se compose essentiellement d'un prisme biréfringent de Wollaston et d'un prisme de Nicol. Ce prisme biréfringent donne d'un diaphragme rectangulaire deux images juxtaposées. Comme ces images

sont polarisées à angle droit, on peut avec le Nicol les éteindre tour à tour, de sorte qu'il existe toujours une position qui les rend égales en intensité. On démontre que, si les sections principales du prisme biréfringent sont parallèles aux sections principales du faisceau partiellement polarisé, la position du Nicol qui égalise les deux images par rapport aux deux azimuths qui les éteignent, position définie par l'angle ω , donne la proportion de lumière polarisée R du faisceau par la relation :

$$R = \frac{i}{I} = \operatorname{tg}^2 \omega$$

i = composante située dans le plan de diffraction ;

I = composante située dans le plan perpendiculaire au plan de diffraction.

b) MONTAGE.

La lumière diffusée utilisée par nous est celle donnée par le nephelemètre de Pulfrich. C'est donc une lumière diffusée à 45° du plan incident. Remarquons en passant que, même dans l'hypothèse de lord Rayleigh, cette lumière n'est pas totalement polarisée et dans ce cas (milieu trouble idéal), la dépolarisation est donnée par la formule mathématique $R = \operatorname{Cos}^2 \varphi$, φ étant l'angle fait par la direction du rayon incident avec celle du rayon diffusé.

Un point particulier du montage consiste à établir la coïncidence entre les sections principales du faisceau et celles du prisme biréfringent : on y arrive grâce à la possibilité que l'on a de faire tourner l'appareil autour de son axe et de pouvoir mesurer son déplacement sur un cercle gradué.

c) TECHNIQUE DE LA MESURE.

Nous notons les positions pour lesquelles l'égalité des images est réalisée. Nous en déduisons l'angle ω et par un calcul facile la valeur de R.

La mesure a été faite en lumière blanche.

d) PRÉCISION.

Les lectures sont rapides et la précision peut être évaluée en moyenne à 2 ou 3 %.

RESULTATS

Nous avons opéré sur cinq types de sérums : l'hémostyl, le suiséryl, le sérum de cadavre, le sérum humain de sujet cliniquement normal, le sérum humain d'un sujet atteint d'une cirrhose hypertrophique avec œdèmes à pronostic très grave.

L'hémostyl est un sérum de cheval jeune, sain, chauffé légèrement, stabilisé par conséquent, et mis en tube stérile.

Le suiséryl est un sérum de porc préparé dans les mêmes conditions.

Le sérum de cadavre a été prélevé deux heures après la mort sur un sujet dont les antécédents n'indiquent aucunes tares et décédé sur la table d'opérations des suites d'un traumatisme cranien très délabrant.

Le sérum de sujet cliniquement sain a été prélevé sur un donneur de sang universel.

Le sérum pathologique est, comme nous l'avons dit, celui d'un cirrhotique arrivé à une période pré-terminale.

Nous allons exposer d'abord les résultats relatifs à la mesure des indices de réfraction, puis ceux relatifs aux mesures de l'absorption lumineuse, de la diffusion et enfin de la dépolarisation.

Nous indiquerons, en même temps, les réflexions qu'ils nous ont suggérées.

I. — INDICES DE REFRACTION

Nous allons donner dans un tableau, pour chaque cas, l'indice de réfraction du sérum et de quelques-unes de ses dilutions par l'« eau pure », c'est-à-dire :

$$\frac{1}{\text{au } \frac{1}{3}, S_3}$$

$$\frac{1}{\text{au } \frac{1}{9}, S_9}$$

$$\frac{1}{\text{au } \frac{1}{27}, S_{27} \dots \text{puis } S_{81} \text{ et } S_{243}}$$

relativement aux longueurs d'onde :

$\lambda = 5893 \text{ \AA}^0$ (Raie jaune du sodium)

$\lambda = 5780 \text{ \AA}^0$ (Raie jaune,)

$\lambda = 5461 \text{ \AA}^0$ (Raie verte,)

$\lambda = 4358 \text{ \AA}^0$ (Raie indigo,)

$\lambda = 6708 \text{ \AA}^0$ (Raie rouge du lithium)

} de l'arc à vapeur de mercure)

I. — CAS DE L'HÉMOSTYL

	Rouge Li	Jaune Na	Jaune Hg	Vert Hg	Indigo Hg
S_1	1,3467	1,3490	1,3495	1,3506	1,3562
S_3	1,3368	1,3384	1,3392	1,3400	1,3464
S_9	1,3333	1,3349	1,3358	1,3365	1,3428
S_{27}	1,3318	1,3337	1,3343	1,3353	1,3416
S_{81}	1,3311	1,3333	1,3334	1,3342	1,3404
S_{243}	1,3304	1,3326	1,3330	1,3342	1,3403

II. — CAS DU SÉRUM DE CADAVRE

	Rouge Li	Jaune Na	Jaune Hg	Vert Hg	Indigo Hg
S_1	1,3460	1,3482	1,3486	1,3488	1,3567
S_3	1,3351	1,3382	1,3383	1,3393	1,3451
S_9	1,3327	1,3349	1,3350	1,3361	1,3416
S_{27}	1,3317	1,3336	1,3339	1,3350	1,3405
S_{81}	1,3311	1,3334	1,3337	1,3347	1,3401
S_{243}	1,3309	1,3332	1,3337	1,3349	1,3405

III. — CAS DU SÉRUM HUMAIN DE SUJET CLINIQUEMENT NORMAL

	Rouge Li	Jaune Na	Jaune Hg	Vert Hg	Indigo Hg
S ₁	1,3476	1,3497	1,3500	1,3509	1,3578
S ₃	1,3369	1,3386	1,3389	1,3400	1,3454
S ₉	1,3330	1,3350	1,3353	1,3364	1,3416
S ₂₇	1,3318	1,3339	1,3342	1,3353	1,3414
S ₈₁	1,3313	1,3334	1,3337	1,3341	1,3406
S ₂₄₃	1,3307	1,3330	1,3333	1,3343	1,3392

IV. — CAS DU SÉRUM HUMAIN DE SUJET PATHOLOGIQUE (cirrhose avec œdème)

	Rouge Li	Jaune Na	Jaune Hg	Vert Hg	Indigo Hg
S ₁	1,3471	1,3481	1,3484	1,3495	1,3563
S ₃	1,3358	1,3380	1,3383	1,3394	1,3457
S ₉	1,3327	1,3347	1,3350	1,3361	1,3424
S ₂₇	1,3314	1,3336	1,3339	1,3351	1,3410
S ₈₁	1,3312	1,3332	1,3335	1,3346	1,3400
S ₂₄₃	1,3310	1,3331	1,3334	1,3343	1,3397

Pour apprécier les résultats ci-dessus, nous pouvons donner les courbes représentatives des variations de l'indice en fonction de la dilution, et cela, pour chaque longueur d'onde utilisée (Fig. 1) : Nous portons en abscisse $\log V$, V étant le nombre de cc de la solution renfermant 1 cc de sérum.

D'après ces courbes, la dilution ne paraît pas provoquer de changements importants de la structure du sérum se traduisant par une variation brusque d'indice : pour toutes les longueurs d'onde, l'indice de réfraction décroît régulièrement quand la dilution augmente.

En fait, la mesure des indices des dilutions pourrait simplement, après vérification, servir à doser réfractométriquement, les protéines existant dans ces solutions.

Mais, on peut aussi considérer la dispersion elle-même et calculer le pouvoir dispersif P pour chaque sérum et ses dilutions.

P est défini par la relation :

$$P = \frac{N_1 - N_3}{N_2 - 1}$$

N_1 = indice pour $\lambda_1 = 6708 \text{ \AA}$

N_3 = indice pour $\lambda_3 = 4358 \text{ \AA}$

N_2 = indice pour $\lambda_2 = 5893 \text{ \AA}$

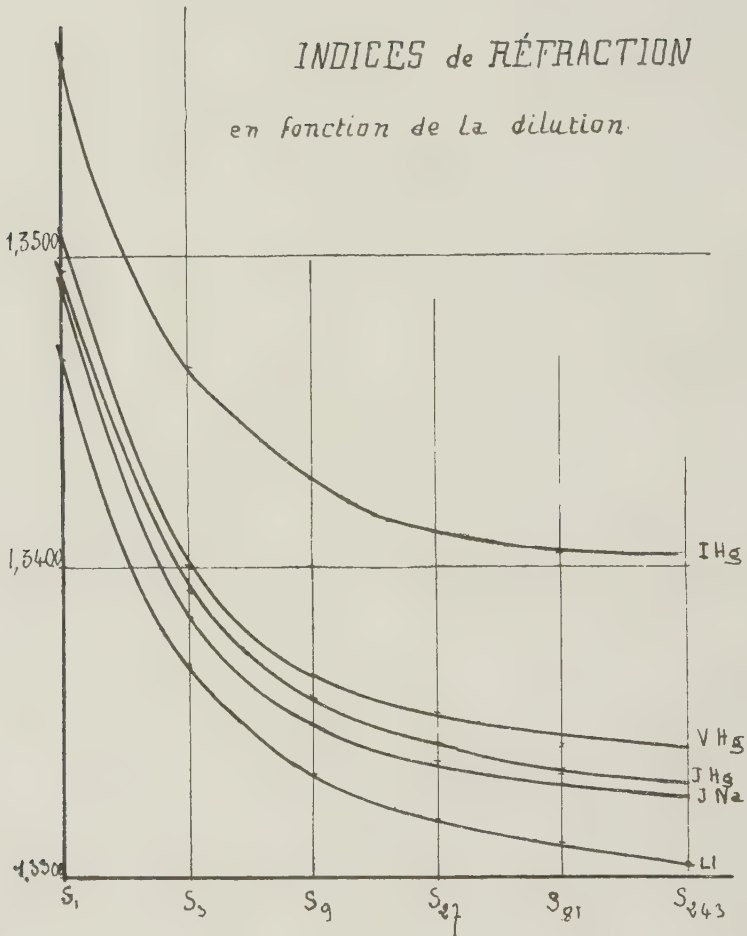


FIGURE 1

Nous avons fait le calcul pour l'hémostyl et nous obtenons les résultats suivants :

Pour	S_1	—————	$P = 0,0273$
»	S_3	—————	$P = 0,028$
»	S_9	—————	$P = 0,0283$
»	S_{27}	—————	$P = 0,0293$
»	S_{81}	—————	$P = 0,028$
»	S_{243}	—————	$P = 0,0297$

et nous concluons :

1°) Que le pouvoir dispersif varie peu quand on passe de l'hémostyl pur à ses dilutions par l'eau. (Il en est à peu près de même pour les autres sérums examinés);

2°) Si l'on veut différencier les sérums étudiés par leurs propriétés réfractives, la détermination du pouvoir dispersif n'est pas plus avantageuse que celle de l'indice de réfraction des liquides examinés par rapport à une seule longueur d'onde.

Mais rappelons en terminant que ces mesures ont été faites, surtout, en vue de la discussion des résultats relatifs au pouvoir diffusant des sérums pour la lumière.

II. — LES MESURES D'ABSORPTION

I. — CAS DE L'HÉMOSTYL

	F ₁	F ₂	F ₃	F ₄	F ₅	F ₆	F ₇	F ₈	F ₉
S ₁	2,91	1,85	1,42	1,11	0,880	0,734	0,620	0,510	0,483
S ₃	1,073	0,654	0,606	0,395	0,317	0,255	0,218	0,185	0,182
S ₉	0,389	0,252	0,193	0,156	0,174	0,098	0,076	0,074	0,074
S ₂₇	0,114	0,065	0,054	0,050	0,041	0,033	0,024	0,025	0,027
S ₈₁	0,028	0,017	0,017	0,020	0,018	0,015	0,012	0,019	0,023
S ₂₄₃	—	0,088	0,004	0,00	0,00	0,007	0,000	0,015	0,010

F₁, F₂, F₃ sont les filtres utilisés dont la longueur d'onde moyenne a été donnée dans un chapitre précédent

$$(F_1 = 4300 \rightarrow F_9 = 7500)$$

Dans ce tableau, et dans les tableaux suivants, les chiffres représentent les coefficients d'extinction moyens des liquides examinés correspondant à la longueur d'onde moyenne des filtres utilisés

$$\text{sés (coefficient d'extinction E ou } \varepsilon = \log_{10} \frac{I_0}{I} \text{)}$$

Voir ci-contre (Fig. 2) la représentation graphique correspondante. En abscisse nous portons log V défini précédemment, en ordonnée, ε —

II. — CAS DU SUISERYL

	F ₁	F ₂	F ₃	F ₄	F ₅	F ₆	F ₇	F ₈	F ₉
S ₁	2,41	1,24	0,825	0,703	0,561	0,370	0,265	0,172	0,149
S ₃	0,86	0,50	0,35	0,28	0,26	0,153	0,105	0,066	0,056
S ₉	0,33	0,17	0,114	0,093	0,075	0,056	0,040	0,030	0,025
S ₂₇	0,114	0,06	0,038	0,037	0,027	0,021	0,013	0,011	0,012
S ₈₁	0,036	0,02	0,013	0,012	0,012	0,008	0,007	0,007	0,006
S ₂₄₃	0,009	0,006	0,003	0,006	0,006	0,005			0,009

III. — CAS DU SÉRUM DE CADAVRE

	F ₁	F ₂	F ₃	F ₄	F ₅	F ₆	F ₇	F ₈	F ₉
S ₁	2,39	1,43	1,066	0,80	0,71	0,363	0,292	0,256	0,245
S ₃	0,80	0,57	0,43	0,34	0,30	0,185	0,16	0,134	0,134
S ₉	0,40	0,29	0,23	0,19	0,173	0,125	0,108	0,076	0,09
S ₂₇	0,18	0,108	0,108	0,093	0,081	0,059	0,051	0,044	0,042
S ₈₁	0,127	0,104	0,089	0,082	0,068	0,057	0,051	0,048	0,045
S ₂₄₃	0,09	0,08	0,068	0,06	0,051	0,041	0,038	0,036	0,017

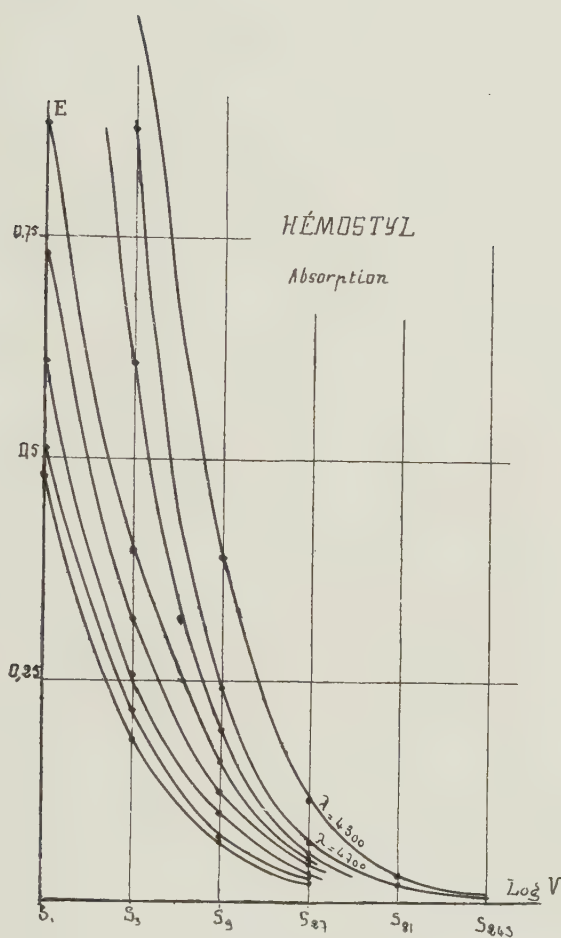
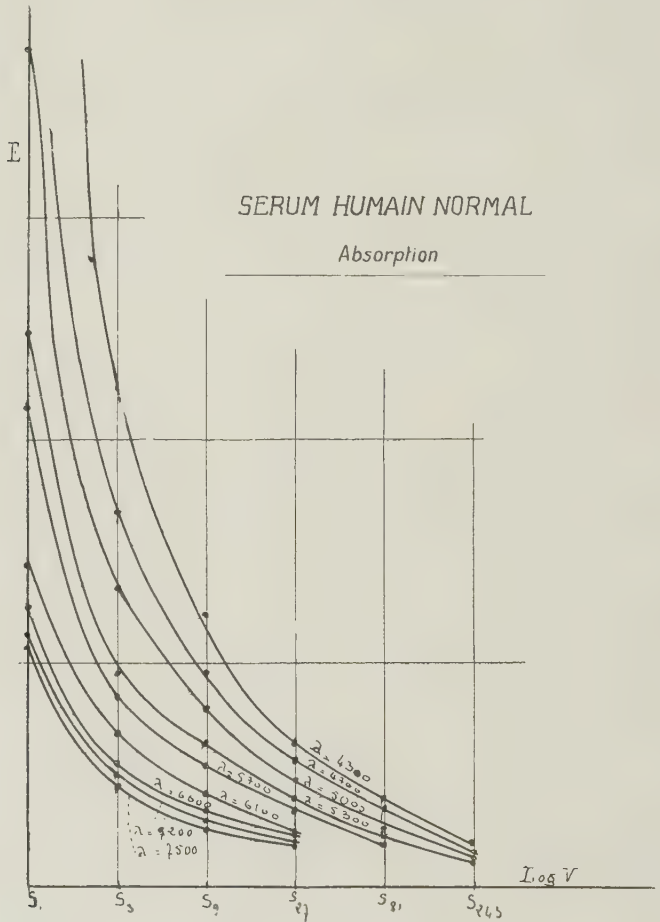


FIGURE 2

IV. — CAS DU SÉRUM DE SUJET CLINIQUEMENT SAIN

	F_1	F_2	F_3	F_4	F_5	F_6	F_7	F_8	F_9
S_1	1,486	1,091	0,841	0,620	0,537	0,356	0,316	0,289	0,28
S_3	0,56	0,42	0,33	0,24	0,22	0,152	0,136	0,122	0,115
S_9	0,303	0,238	0,20	0,16	0,135	0,10	0,083	0,08	0,076
S_{27}	0,161	0,14	0,123	0,097	0,085	0,065	0,058	0,05	0,052
S_{81}	0,101	0,086	0,075	0,064	0,057	0,047	0,044	0,03	0,03
S_{243}	0,044	0,038	0,033	0,027	0,024	0,020	0,017	0,0145	0,0144

Voici la représentation graphique correspondante :



V. — CAS DU SÉRUM PATHOLOGIQUE (CIRRHOSE AVEC CÉDÈME)

	F ₁	F ₂	F ₃	F ₄	F ₅	F ₆	F ₇	F ₈	F ₉
S ₁	0,766	0,694	0,45	0,193	0,160	0,106	0,0180	0,0152	0,0149
S ₃	0,47	0,37	0,27	0,19	0,18	0,13	0,11	0,10	0,10
S ₉	0,44	0,377	0,43	0,29	0,27	0,23	0,20	0,171	0,17
S ₂₇	0,217	0,20	0,16	0,14	0,13	0,11	0,10	0,09	0,08
S ₈₁	0,20	0,18	0,16	0,14	0,12	0,10	0,09	0,08	0,076
S ₂₄₃	0,11	0,08	0,07	0,066	0,06	0,043	0,04	0,033	0,03

Les tableaux qui précèdent montrent clairement que l'absorption lumineuse des sérums n'est pas modifiée considérablement

quand on dilue ce sérum par l'eau pure, tout au moins au point de vue qualitatif, c'est-à-dire que, ainsi que le laissait prévoir l'étude de la dispersion lumineuse des sérums et de leur dilution par l'eau pure, aucune variation brusque du coefficient d'extinction mesuré n'a été constatée (1), pas plus que l'on n'avait constaté de phénomène de dispersion anormal dans les précédentes mesures d'indice de réfraction.

L'interprétation détaillée de ces mesures est assez délicate, car en dehors de l'absorption due au fait de la diffusion de la lumière par les éléments en suspension dans le sérum, il faut tenir compte de l'absorption pure due surtout à la bilirubine (0,02 ‰ dans le sérum de cheval, 0,01 ‰ dans le sérum humain normal), et malgré que nous ayons expérimenté le plus souvent en dehors des bandes d'absorption de la bilirubine, il ne nous a pas été possible, pour une interprétation théorique, de tenir suffisamment compte de la couleur propre du sérum. Cependant, M. Boutaric et M^{me} Roy, ayant constaté que l'absorption totale (absorption pure + absorption due à la diffusion) du sérum vérifie approximativement la loi théorique de lord Rayleigh relative aux variations de l'absorption en fonction de la longueur d'onde, loi exprimée par la relation $h\lambda^4 = C^{te}$ dans laquelle h désigne la densité optique, λ la longueur d'onde exprimée en unité angström, nous avons à notre tour essayé de vérifier la même loi en utilisant les mesures d'absorption faites sur l'hémostyl et le suiseryl. Dans le tableau ci-après, la première colonne renferme les longueurs d'onde, la deuxième et la troisième le produit $10^{-12} h \lambda^4$ correspondant à nos expériences pour les sérums mentionnés.

λ	$h \lambda^4 \cdot 10^{-12}$	
	HÉMOSTYL	SUISERYL
4300	995	824
4700	902	603
5000	887	516
5300	875	554
5700	928	591
6100	1015	514
6600	1195	503
7200	1377	424
7500	1501	403

(1) Cependant, pour la dilution au 1/3 ou pour la dilution au 1/9^e, nous avons relevé dans le cas du sérum pathologique une anomalie assez marquée.

On constate que même pour λ supérieur à 5.300 Å le produit $h \lambda^4$ n'est pas absolument constant. Nous devons cependant indiquer que nous avons dû nous contenter de mesures d'absorption faites avec le colorimètre de Pulfrich et des filtres lumineux, alors que M. Boutaric et M^{me} Roy ont utilisé le spectro-photomètre de Jobin et Yvon.

Les chiffres de nos tableaux et nos courbes montrent également qu'il existe des différences notables entre le comportement des différents sérums étudiés et pour tous les filtres utilisés ; l'absorption de l'hémostyl, par exemple, diffère de celle du suiseryl et les courbes d'absorption correspondantes paraissent permettre de différencier ces deux sérums. Des remarques analogues pourraient être faites en ce qui concerne le sérum sanguin humain normal et le sérum de cadavre, bien qu'il ne faille pas négliger, quand on énumère les caractères différentiels du sérum d'une espèce animale, le facteur individuel.

En ce qui concerne l'hémostyl et le suiseryl, la préparation même du sérum garantit en quelque sorte des propriétés moyennes qui peuvent servir de définition au sérum de cheval et au sérum de porc. Mais on ne saurait en dire autant lorsqu'on considère, comme nous l'avons fait, un seul échantillon de sérum sanguin humain. Si l'on compare les sérums sanguins humains entre eux, notamment le sérum de cadavre et le sérum de sujet cliniquement sain, on voit qu'il s'agit plutôt d'une différence dans l'intensité de l'absorption respective de ces deux sérums, mais l'allure générale de la courbe d'absorption en fonction des dilutions est la même pour chacun d'eux. Enfin, en ce qui concerne le sérum humain pathologique, les réserves faites au sujet du facteur individuel personnel s'imposent encore davantage.

III. — MESURES DE DIFFUSION ET DE DEPOLARISATION

I. — CAS DE L'HÉMOSTYL

		F ₁	F ₂	F ₃	F ₄	F ₅	F ₁₀	F ₁₁	F ₁₂
S ₁	..	11,15	11,43	16,05	8,86	7,02	5,07	7,88	18,65
S ₃	..	2,01	2,144	2,25	2,00	1,702	1,50	1,99	2,01
S ₉	..	1,99	2,42	1,863	1,28	0,836	0,918	1,398	1,87
S ₂₇	..	0,951	0,616	0,518	0,404	0,304	0,254	0,410	0,690
S ₈₁	..	0,412	0,299	0,264	0,210	0,155	0,112	0,192	0,317
S ₂₄₃	..	0,232	0,154	0,138	0,101	0,0906	0,0644	0,0962	0,159

F₁, F₂, . . . , F₁₀, sont les filtres dont les longueurs d'onde moyennes ont été indiquées précédemment.

Les chiffres représentent le trouble relatif du liquide étudié.

Voir ci-contre (fig. 4) la représentation graphique correspondante en abscisses : toujours log V ; en ordonnées : le trouble relatif.

II. — CAS DU SUISERYL

		F ₁	F ₂	F ₃	F ₄	F ₅	F ₁₀	F ₁₁	F ₁₂
S ₁		2,5	5,51	5,92	4,90	4,09	3,29	4,73	4,96
S ₃		0,043	0,384	0,751	0,812	0,804	0,387	0,816	0,821
S ₉		0,356	0,655	0,705	0,601	0,466	0,383	0,573	0,377
S ₂₇		0,366	0,499	0,367	0,294	0,210	0,413	0,272	0,159
S ₈₁		0,282	0,239	0,200	0,151	0,113	0,242	0,143	0,080
S ₂₄₃		0,184	0,132	0,106	0,80	»	0,116	0,077	0,048

III. — CAS DU SÉRUM DE CADAVRE

		F ₁	F ₂	F ₃	F ₄	F ₅	F ₁₀	F ₁₁	F ₁₂
S ₁		6,5	10,14	9,55	8,51	7,28	6,95	8,38	8,84
S ₃		0,4802	1,44	2,27	2,73	2,44	3,22	2,69	1,42
S ₉		0,5778	0,3892	0,3588	0,3842	0,4386	0,4462	0,4396	0,4098
S ₂₇		0,56	0,5498	0,606	0,6776	0,7738	0,9114	0,688	0,5704
S ₈₁		0,439	0,434	0,4918	0,5678	0,6622	0,7608	0,5768	0,4486
S ₂₄₃		0,3382	0,4002	0,4508	0,5532	0,6072	0,7902	0,5476	0,391

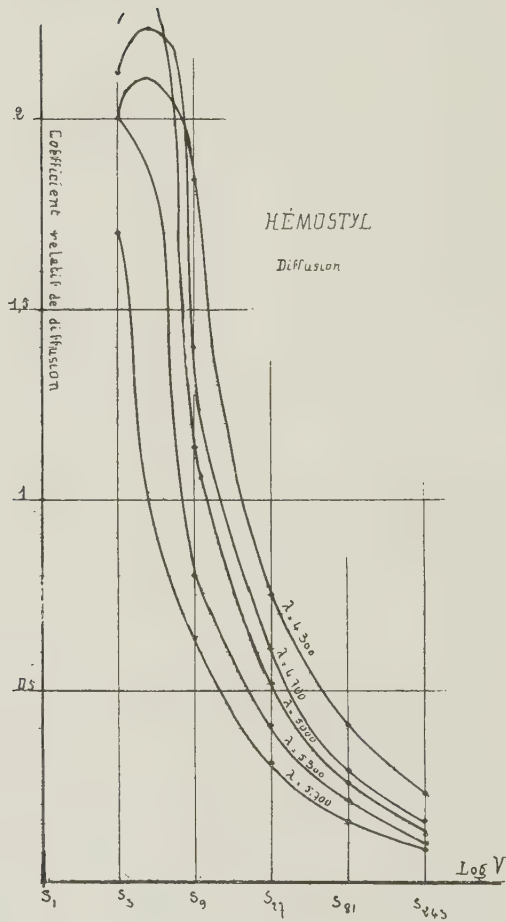


FIGURE 4

IV. - CAS DU SÉRUM DE SUJET CLINIQUEMENT SAIN

		F ₁	F ₂	F ₃	F ₄	F ₅	F ₁₀	F ₁₁	F ₁₂
S ₁		12,3	13	11,3	10,27	7,99	7,08	10,33	12,9
S ₃		1,17	1,75	2,18	2,70	2,27	2,17	2,72	1,75
S ₉		2,53	2,85	2,64	2,98	2,35	2,22	2,83	2,96
S ₂₇		2,62	2,44	2,08	1,96	1,14	1,31	1,95	2,44
S ₈₁		1,81	1,51	1,48	1,28	1,13	1,04	1,26	1,63
S ₂₁₃		1,38	1,10	0,96	0,73	0,66	0,565	0,81	1,16

Voici la représentation graphique correspondante :

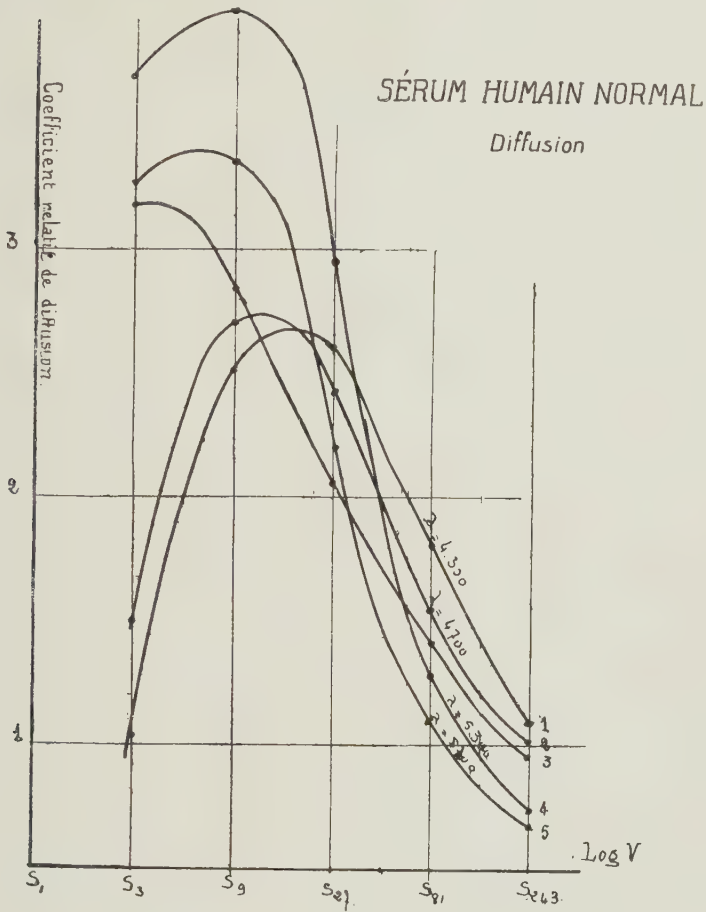


FIGURE 5

V. — CAS DU SÉRUM PATHOLOGIQUE (cirrhose avec œdème)

	F_1	F_2	F_3	F_4	F_5	F_{10}	F_{11}	F_{12}
S_1	4,48	3,96	3,64	3,31	2,34	2,08	3,25	4,19
S_3	0,55	0,57	0,76	0,805	0,645	0,575	0,815	0,59
S_9	0,83	0,835	0,78	0,79	0,70	0,63	0,82	0,875
S_{27}	1,19	1,07	1	0,895	0,86	0,705	0,906	0,905
S_{81}	2,08	1,88	1,86	1,64	1,50	1,40	1,66	1,96
S_{243}	2	1,63	1,33	1,25	1,15	0,86	1,23	1,61

En considérant nos mesures de diffusion, on peut faire des remarques analogues à celles signalées à propos des phénomènes d'absorption : assez grande régularité de la différence constatée dans le pouvoir diffusant des différents sérums correspondant aux différentes espèces animales ; mais ici, l'interprétation des faits est beaucoup plus difficile car, malgré la faible épaisseur des cuves employées, nous devons tenir compte de la diffusion et de l'absorption de la lumière au sein du liquide. Il ne faut pas s'étonner de certaines particularités qui paraissent peu vraisemblables a priori. Il faut, en particulier, se souvenir que le pouvoir diffusant d'un milieu trouble liquide n'est nullement proportionnel, dans un grand nombre de cas, à la quantité de matières en suspension, c'est-à-dire à la masse totale des éléments diffusants, et que lorsqu'on dilue le milieu trouble avec de l'eau pure, on peut provoquer un fractionnement des éléments diffusants, dont l'effet sera d'augmenter le pouvoir diffusant du milieu trouble et de le rendre parfois supérieur à celui du milieu non dilué.

En ce qui concerne la dispersion du phénomène, c'est-à-dire la variation du pouvoir diffusant en fonction de la longueur d'onde, on constate ceci : si l'on désigne par σ le coefficient de diffusion, on sait que l'on peut écrire $\sigma = A\lambda^{-n}$ ou A représente une constante. Nous avons calculé, à partir de nos mesures, l'exposant n et nous l'avons toujours trouvé compris entre 3 et 4 ; ainsi la diffusion comme l'absorption n'obéit pas exactement aux lois de lord Rayleigh.

L'ensemble de ces résultats paraît indiquer qu'il ne faut appliquer qu'avec une extrême prudence certains résultats de la théorie de la diffusion de la lumière aux phénomènes optiques constatés dans le sérum et dans ses dilutions par l'eau pure.

Une manière très sensible, pour constater si un milieu trouble s'écarte du milieu trouble idéal, c'est de mesurer la dépolarisation de la lumière diffusée.

On rappelle que cette lumière est polarisée rectilignement d'une manière partielle. On désigne sous le nom de dépolarisation

i

le rapport $R = \frac{i}{I}$ des deux composantes de la lumière polarisée

rectilignement. Pour un milieu trouble idéal R (diffusion à 45°) $= \cos^2 45^\circ = 1/2$ et nous donnons ci-dessous les valeurs de

la dépolarisation trouvée pour la diffusion à 45° en ce qui concerne l'hémostyl et ses dilutions par l'eau pure. (En lumière blanche) :

$$S_1 = 0,49$$

$$S_3 = 0,45$$

$$S_9 = 0,39$$

$$S_{27} = 0,47$$

$$S_{81} = 0,63$$

$$S_{243} = 0,63$$

Sur ces résultats, on peut faire les remarques suivantes :

1° Les valeurs trouvées pour la dépolarisation sont du même ordre de grandeur que celles trouvées dans la théorie du milieu trouble idéal, mais elles en diffèrent d'une quantité appréciable, tantôt par excès, tantôt par défaut ;

2° Comme pour l'absorption des plus fortes dilutions du suiseryl à partir de la dilution 1/81°, la dépolarisation semble atteindre une valeur constante (pas de différence entre la dilution 1/81° et 1/243°. C'est un fait qui mérite d'être signalé parce qu'il caractérise jusqu'à un certain point l'action des dilutions du sérum par l'eau pure.

RELATION ENTRE LES PHENOMENES D'ABSORPTION ET DE DIFFUSION

Nous l'exprimerons en calculant, pour un certain nombre de liquides étudiés, le rapport des coefficients de diffusion (σ) et d'absorption (k) relatifs à un même liquide. On sait que pour un milieu trouble idéal, ce rapport est une constante, qui, pour la lumière diffusée à 45° de la lumière incidente, est :

$$0,06 (1 + \text{Cos}^2 45^\circ) = 0,09$$

Voici pour le Suiseryl les chiffres trouvés :

	K	σ	$\frac{\sigma}{K}$
S ₁	1,62	0,058	0,036
S ₃	0,65	0,00974	0,015
S ₉	0,21	0,0072	0,033
S ₂₇	0,085	0,0035	0,041
S ₈₁	0,028	0,0018	0,065
S ₂₄₃	0,014	0,00096	0,065

On voit bien d'après ces chiffres que, même pour les dilutions les plus grandes de nos sérums, les liquides sont loin de se comporter comme un milieu trouble idéal : mais ils semblent s'en rapprocher quand la dilution augmente.

RESUME ET CONCLUSIONS GENERALES

Dans la partie théorique de notre travail, nous avons rappelé les principaux résultats relatifs à l'étude physico-chimique des sérums sanguins et avons mis en évidence la notion de repérage des sérums sanguins, méthode basée sur le rapprochement des données cliniques et physico-chimiques relatives au sérum sanguin normal et pathologique.

Dans la partie expérimentale, nous avons surtout voulu faire des mesures d'optique simultanées sur des sérums sanguins d'animaux et humains et sur leur dilution par l'eau pure et ceci dans le but de mettre en évidence les anomalies de structure qui pourraient être créées par la dilution des sérums. Nos dilutions se sont échelonnées depuis le sérum pur jusqu'au $1/243$ et nous avons étudié successivement la réfraction, l'absorption et la diffusion de ces liquides pour des lumières sensiblement mono-chromatiques. Après chaque tableau de chiffres et les courbes représentatives, nous avons commenté les résultats obtenus. Nous rap-
pelons ici les faits les plus importants :

La dilution d'un sérum ne semble pas modifier considérablement le pouvoir dispersif de ce sérum et ne paraît pas pouvoir être utilisée utilement pour différencier les sérums sanguins provenant d'espèces animales différentes.

L'absorption lumineuse démontre qu'il n'existe pas de relation simple entre la dilution d'un sérum et son coefficient d'extinction, bien que ce coefficient d'extinction diminue en général régulièrement quand la dilution augmente. En fonction de la longueur d'onde, l'absorption ne paraît pas obéir exactement à la loi de lord Rayleigh.

Les phénomènes de diffusion donnent lieu à des remarques analogues et la comparaison des coefficients d'absorption et de diffusion montre que le sérum et ses dilutions ne se comportent pas comme un milieu trouble idéal ($\frac{\sigma}{K} (1 + \cos^2 45^\circ)$ varie avec la dilution) et son ordre de grandeur est différent de 0,09.

Nos mesures de dépolarisation, peu nombreuses, ne nous permettent pas d'infirmer ni de confirmer les résultats précédents, mais nous donnent une idée sur l'action limite de la dilution par l'eau pure sur les éléments diffusants du sérum.

LU ET APPROUVÉ :
Marseille, le 15 janvier 1940
Le Président du Jury,
F. RIMATTEI

VU ET APPROUVÉ :
Le Doyen,
L. CORNIL.

VU ET PERMIS D'IMPRIMER :
Aix, le 20 janvier 1940
Le Recteur,
GAU.

BIBLIOGRAPHIE

Cette énumération n'a pas la prétention d'être complète, elle vise simplement à indiquer les ouvrages dont la lecture a été fructueuse et utile.

ACHARD (CH.), BOUTARIC (A.) et GAUTROT (M.). — Recherche sur la densité optique et la viscosité des sérums thérapeutiques. *C. R. Acad. Sciences*, 27 juin 1932.

ACHARD (CH.), GRIGAUT (A.) et CODOUNIS (A.). — La participation des protéides et des lipides dans l'indice réfractométrique ou dans la pression osmotique des protéines du sérum sanguin. *Le Sang*, 1934, n° 4, p. 385.

ARNOUX (M.). — *Thèse*, Marseille 1938.

BLANCHERI (J.-P.). — *Thèse Pharmacie*, Marseille 1938.

BOUTARIC (A.) et DOLADHILE (M.). — Principes d'une méthode physique permettant de suivre les transformations qui se produisent par dilution dans un sérum. *C. R. Ac. Sc.*, 18 avril 1932, 194, I, 385.

BOUTARIC (A.) et ROY (M^{me} M.). — Sur l'importance du rôle joué par la diffusion moléculaire dans le pouvoir absorbant du sérum pour les radiations lumineuses. *Bull. Soc. de Chimie Biol.*, t. 20, n° 7, juillet-août 1938.

BROCQ-ROUSSEU (D.) et ROUSSEL (Gaston). — *Le Sérum*, Masson, Paris 1934. (Contient une importante bibliographie).

CABANNES (Jean). — La diffusion moléculaire de la lumière.

JONNARD (R.). — Etudes interférométriques de la réfraction du sérum sanguin en fonction de sa concentration. *P. M.*, 1936, p. 1473.

— Réfractométrie interférentielle et structure du sérum sanguin, Paris, Maloine 1937.

- JONNARD (R.), FALLIE (R.) et ZUCKERKANDI (F.). — Etude du pouvoir réactionnel du sérum sanguin par la méthode interférométrique. *Biologie Médicale*, n° 3, 1938, pp. 129-152.
- JONNARD (R.). — L'étude et la titration interférométrique des sérums et des antigènes microbiens. *Biologie Médicale*, n° 8, septembre-octobre 1938, pp. 569-512.
- LECOMTE DU NOUY. — Equilibres superficiels des solutions colloïdales. *Monographie de l'Institut Pasteur*, Paris, Masson 1928.
- La température critique du sérum. Tomes I, II et III, Hermann 1936.
- RIMATTEI (F.) et MATTEI (CH.). — Influence de la dilution sur la conductibilité électrique du sérum sanguin au cours de la tuberculose pulmonaire. *Revue de la Tuberculose*, 1933, I, 33-37.
- RIMATTEI (F.). — Variations de l'indice de réfraction du sérum humain au cours du traitement de la tuberculose pulmonaire par les sels d'or. *Soc. de Méd. de Marseille*, séance du 5 novembre 1933.
- L'eau pure, sa préparation, son identification, sa conservation. *Rev. Méd. de France et des Colonies*, 1927, n° 1.
- Le repérage physico-chimique des sérums normaux et pathologiques. *Soc. de Méd. de Marseille*, 1934.
- RIMATTEI (F.) et ARNOUX (M.). — Indice de réfraction du sérum et protidémie. *Arch. Méd. Gén. et Col.*, 1937, n° 6.
- RIMATTEI (F.) et BLANCHERI (J.-P.). — Variations simultanées des propriétés physiques du sérum quand on le dilue par l'eau pure. *Comm. à l'Acad. de Médecine*, 29 mai 1934.
- RIMATTEI (F.). — *Thèse de Pharmacien supérieur*, Paris 1929.
-

Table des Matières

INTRODUCTION	11
MÉTHODES DE MESURE	17
I. — <i>Mesures de l'absorption lumineuse du sérum</i>	17
II. — <i>Mesure de la diffusion du sérum</i>	18
III. — <i>Mesures de l'indice de réfraction</i>	19
IV. — <i>Mesure de la dépolarisation</i>	20
RÉSULTATS	23
I. — <i>Indices de réfraction</i>	24
II. — <i>Les mesures d'absorption</i>	28
III. — <i>Mesures de diffusion</i>	33
<i>Mesures de dépolarisation</i>	36
<i>Relation entre les phénomènes d'absorption et de diffusion</i>	38
RÉSUMÉ ET CONCLUSIONS GÉNÉRALES	39
BIBLIOGRAPHIE	41

SERMENT

En présence des Maîtres de cette Ecole, de mes chers condisciples et devant l'effigie d'Hippocrate, je promets et je jure, au nom de l'Etre suprême, d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine. Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent, et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail. Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe ; ma langue taira les secrets qui me sont confiés, et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime. Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leurs pères.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ! Que je sois couvert d'opprobre et méprisé de mes confrères si j'y manque !
